

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicants: Michael DEIMLING

Application No.: NEW APPLICATION

Filed: October 9, 2003

For: METHOD FOR PROCESSING RAW MAGNETIC RESONANCE
DATA, MAGNETIC RESONANCE TOMOGRAPHY UNIT AND
MAGNETIC RESONANCE SPECTROSCOPY UNIT

PRIORITY LETTER

October 9, 2003

MAIL STOP NEW APPLICATION
COMMISSIONER FOR PATENTS
P.O. BOX 1450
Alexandria, Virginia 22313-1450

Dear Sirs:

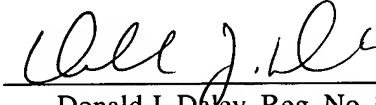
Pursuant to the provisions of 35 U.S.C. 119, enclosed is/are a certified copy of the following priority document(s).

<u>Application No.</u>	<u>Date Filed</u>	<u>Country</u>
10247150.9	October 9, 2002	GERMANY

In support of Applicant's priority claim, please enter this document into the file.

Respectfully submitted,

HARNESS, DICKEY, & PIERCE, P.L.C.

By 
Donald J. Davy, Reg. No. 34,313
P.O. Box 8910
Reston, Virginia 20195
(703) 668-8000

DJD/jj

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 47 150.9
Anmeldetag: 09. Oktober 2002
Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft,
München/DE
Bezeichnung: Verfahren zum Bearbeiten von Magnet-
resonanzrohdaten, Magnetresonanztomo-
graphiegerät und Magnetresonanzspektros-
kopiegerät
IPC: G 01 R, G 06 T

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 12. Juni 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Hoß".

Hoß

Beschreibung

Verfahren zum Bearbeiten von Magnetresonanzrohdaten, Magnetresonanztomographiegerät und Magnetresonanzspektroskopiegerät

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Nachverarbeitung von Magnetresonanzrohdaten. Außerdem betrifft die Erfindung ein Magnetresonanztomographiegerät oder ein Magnetresonanzspektroskopiegerät, das jeweils an ein solches Verfahren zur Nachverarbeitung von Magnetresonanzrohdaten angepasst ist.

Die Bearbeitung von Magnetresonanzrohdaten, die sowohl von Magnetresonanzspektroskopiegeräten als auch von Magnetresonanztomographiegeräten stammen können, hat zum Ziel, die medizinisch relevante Information aus den Magnetresonanzrohdaten bestmöglichst zu extrahieren. Im Fall der Magnetresonanztomographie ist demnach eine Aufnahme mit einer hohen Detailauflösung und niedrigem Rauschen das Ziel, also eine Aufnahme mit hoher Kantenschärfe und hohem Signal zu Rauschverhältnis (SNR Signal to Noise Ratio). Im Fall der Magnetresonanzspektroskopie soll aus den Rohdaten ein gut aufgelöstes Linienspektrum mit hohem SNR gewonnen werden. Die Qualität in der Bearbeitung von Magnetresonanzrohdaten liegt also zum Einen in der Kantenschärfe und Bildschärfe, d.h. in scharfen Aufnahmen mit hohem Kontrast, und zum Anderen in der Erzeugung von einem hohen SNR, so dass das Wesentliche der Aufnahme bzw. des Spektrums hervorgehoben wird.

Bei den verschiedenen Ansätzen zum Erreichen dieses Ziels kann meist eine gleichzeitige Erhöhung der Bildschärfe und des SNR nicht erreicht werden. Dieser Nachteil wirkt sich direkt auf die Qualität der Magnetresonanztomographie und -spektroskopie aus. Um die Detailauflösung zu verbessern, überlagert man beispielsweise hochfrequentes, "blaues" Rauschen einer Aufnahme. Dies erzeugt eine subjektive Erhöhung der Detailauflösung. Eine ebenfalls subjektive Verbesserung der Auflösung bewirkt auf ähnliche Weise die Anwendung von

Hochpassfiltern auf die Bilddaten. Allerdings verstört auch dies das Bildrauschen.

Um das SNR im Fall von Magnetresonanzaufnahmen zu verbessern,
5 werden bekannte Filter (wie beispielsweise im Frequenzraum
der Hanning-, der Fermi- oder der Kosinusfilter) auf die
Magnetresonanzrohdaten angewandt. Die Wirkungsweise solcher
Filter ist aus der Literatur bekannt, z.B.: F.J. Harris,
Proc. IEEE, Vol. 66, No. 1 (1978): „On the Use of Windows
10 for Harmonic Analysis with the Discrete Fourier Trans-
form“. Auch im Ortsraum können Nachbearbeitungsfilter ange-
wandt werden, beispielsweise ein Mean-, Median- oder ARMA-
Filter.

15 Des Weiteren ist aus US-Patent 4,463,375 ein Verfahren der
medizinischen Bildverarbeitung bekannt. Dieses Verfahren gibt
eine im Rauschen reduzierte Version eines ersten bearbeiteten
Bildes an, das aus einer Vielzahl von Messungen eines Viel-
20 aufnahmensystems, z.B. mittels eines Computertomographiege-
rts, gewonnen wurde. Im Verfahren wird zuerst aus der Viel-
zahl von Messungen ein zweites Bild mit hohem SNR erzeugt.
Dann wird das erste Bild mit einem das Rauschen reduzierenden
Filter bearbeitet. Das zweite Bild wird mit einem diesem Fil-
ter komplementären Filter bearbeitet. Durch die gewichtete
25 Kombination der beiden Bildern erhält man die im Rauschen re-
duzierte Version des ersten bearbeiteten Bildes.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zum
Bearbeiten von Magnetresonanzrohdaten sowie ein Magnetreso-
30 nanztomographiegert und ein Magnetresonanzspektroskopiegert
anzugeben, die Aufnahmen oder Spektren mit hoher Kanten-
schrfe erzeugen, ohne dass dabei das Bildrauschen, d.h. das
SNR, verschlechtert wird.

35 Bezogen auf das Verfahren wird diese Aufgabe gemäss der Erfin-
dung dadurch gelöst, dass zur Nachbearbeitung von Magnetreso-
nanzrohdaten ein Verfahren mit folgenden Verfahrensmerkmalen

durchgeführt wird. In einem ersten Schritt werden die Magnetresonanzrohdaten mit einem ersten Filter gefiltert, in einem zweiten Schritt werden diese gefilterten Daten fouriertransformiert, in einem dritten Schritt bildet man den Betrag der fouriertransformierten Daten und erhält so ein erstes Magnetresonanzsignal. In einem vierten Schritt werden die ungefilterten, ursprünglichen Magnetresonanzrohdaten fouriertransformiert, und anschließend im fünften Schritt folgt eine zweite Betragsbildung der ungefilterten fouriertransformierten Daten. Abschließend führt man eine gewichtete Kombination der beiden Magnetresonanzsignale durch und erhält so das nachverarbeitete Magnetresonanzsignal.

In anderen Worten besteht das Verfahren aus der gewichteten Kombination zweier Magnetresonanzsignale, wobei die Magnetresonanzsignale aus den gleichen Magnetresonanzrohdaten einmal mit und einmal ohne Filterung gewonnen wurden.

Durch geeignete Wahl des Filters und der Parameter der gewichteten Kombination extrahiert man eine hinsichtlich der medizinisch gewünschten Darstellung optimierte Aufnahme. Ein Vorteil des Verfahrens liegt darin, dass das SNR nach der gewichteten Kombination der beiden Magnetresonanzsignale erheblich verbessert ist und dass gleichzeitig ein kantenbetontes Magnetresonanzsignal entsteht. Im Vergleich mit dem Verfahren nach US-Patent 4,463,375 ist der Aufwand dieses Verfahrens erheblich reduziert, da es zum einen nur auf den Rohdaten einer einzigen Messung basiert und da es zum anderen unabhängig von einem Bild mit hohem SNR ist, das aus mehreren Messungen erzeugt wird.

In einer besonders einfachen Erweiterung des Verfahrens werden die Magnetresonanzrohdaten vor der Erzeugung des zweiten Magnetresonanzsignals mit einem zweiten Filter gefiltert. Dies ermöglicht eine Einflussnahme auf das zweite Magnetresonanzsignal und erlaubt es somit die gewichtete Kombination zu verbessern. Die Verwendung der ungefilterten Magnetresonanz-

rohdaten im ursprünglichen Verfahren entspricht der Anwendung des Identitätsfilters und ist im Ablauf schneller.

Eine gewichtete Kombination im Sinne der Erfindung ist dabei 5 eine mathematische Kombination der Beträge der beiden Magnetresonanzsignale. Diese haben die gleiche Ortskodierung und stellen beispielsweise in einer ein- oder mehrdimensionalen Pixelstruktur nach der Fouriertransformation das Echosignal einer Magnetresonanzmessung dar. Die Kombination, meist ist 10 es eine Addition, erfolgt dabei räumlich konsistent, d.h. es werden gleiche räumliche Bereiche kombiniert. Z.B. findet die Kombination Pixel für Pixel statt. Die Gewichtung erfolgt 15 über einen Gewichtsfaktor. Dieser Gewichtsfaktor hängt für einen räumlichen Bereich des einen der beiden Magnetresonanzsignale vom Informationsgehalt, z.B. der Intensität, desselben räumlichen Bereichs im anderen Magnetresonanzsignal ab. Der Gewichtsfaktor kann beispielsweise linear vom Informationsgehalt abhängen oder jede andere günstige nichtlineare Abhängigkeit vom Informationsgehalt des räumlichen Bereichs 20 haben. Der Gewichtsfaktor kann beispielsweise durch eine mathematische Stufenfunktion realisiert sein, die unterhalb eines vorher festgelegten Schwellwertes des Betragswerts des betreffenden Magnetresonanzsignals den Gewichtsfaktor auf einen kleinen Wert oder Null setzt.

Ein Vorteil der gewichteten Kombination liegt darin, dass das 5 SNR nach der gewichteten Kombination der beiden Filter erheblich verbessert ist, und dass durch diese Datenwichtung ein kantenbetontes Profil im Magnetresonanzsignal entsteht.

Das Verfahren bezieht sich auf die Nachverarbeitung von Magnetresonanzrohdaten einer einzelnen Messung und hängt nicht 30 davon ab, ob die Rohdaten zu einer Einzelaufnahme gehören oder ob sie zu einer Aufnahme aus einer Aufnahmenserie sind, 35 die beispielsweise eine zeitliche Entwicklung wiedergeben.

Die Magnetresonanzrohdaten können Rohdaten einer Messung eines Magnetresonanzspektroskopiegerätes sein oder auch Rohdaten einer Aufnahme eines Magnetresonantomographiegerätes sein.

5

Entsprechend wird die auf ein Magnetresonantomographiegerät bezogene Aufgabe gemäß der Erfindung durch ein Magnetresonantomographiegerät gelöst, das an ein Verfahren zur Nachbearbeitung von Magnetresonanzrohdaten mit den obigen Verfahrensmerkmalen angepasst ist. Dabei werden die Magnetresonanzrohdaten z.B. als Spinechosignal oder Echosignal bezeichnet.

10 Die Magnetresonanzsignale entsprechen beispielsweise den ein oder mehrdimensionalen Magnetresonanzaufnahmen.



15 Die auf ein Magnetresonanzspektroskopiegerät bezogene Aufgabe wird gemäß der Erfindung durch ein Magnetresonanzspektroskopiegerät gelöst, das an ein Verfahren zur Nachbearbeitung von Magnetresonanzrohdaten mit den obigen Verfahrensmerkmalen angepasst ist. Dabei werden spektroskopischen Daten, z.B. das
20 FID-Signal (Free Induction Decay), nachbearbeitet.



In einer besonders günstigen Ausführungsform des Verfahrens findet die Anwendung der Filter auf die Magnetresonanzrohdaten nach deren Demodulation statt. Dies erlaubt ein Anwenden der Filter in ihrer üblichen Darstellungsform im Frequenzraum. Eine Anwendung der Filter nach der Demodulation hat den Vorteil, dass die Filter sehr schmalbandig sein können.

30 In einer besonders vorteilhaften Ausführungsform ist der erste Filter ein Tiefpassfilter, der schnelle Änderungen aus den Rohdaten herausfiltert und somit hochfrequente Oszillationen unterdrückt. Beispielsweise kann der Tiefpassfilter eine Art Henning-Filter sein.

35 In einer weiteren Ausführungsform ist der zweite Filter ein Hochpassfilter, der nur die schnellen Änderungen im Signal durchlässt, die beispielsweise auch durch Rauschen verursacht

werden. Hochpassgefilterte Magnetresonanzsignale zeigen eine Überhöhung von schnell ansteigenden Kanten.

5 In einer besonders vorteilhaften Ausführungsform, die eine Selbstwichtung der Kombination verwendet, wird die gewichtete Kombination folgendermaßen durchgeführt:

$$C = A + \lambda \left(\frac{B}{A_{\max}} \right)^\kappa B \quad [Gl.1]$$

10 Dabei sind A und B Magnetresonanzsignale, die beispielsweise durch Tiefpassfilterung (A) bzw. Hochpassfilterung (B) gewichtet kombiniert werden. A_{\max} ist das Maximum des Magnetresonanzsignals A. Die beiden Parameter λ und κ bestimmen die Beitragsstärke des Magnetresonanzsignals B zum nachbearbeiteten Magnetresonanzsignal C. Der Quotient aus B und A_{\max} bewirkt eine verstärkte Korrektur der Pixel, die einen hohen Betrag im Magnetresonanzsignal B aufweisen. Die Werte von λ und κ müssen anhand ihres Einflusses und ihrer optimalen Wirkung auf das Magnetresonanzsignal empirisch ermittelt werden.

15 20 Dabei liegen die Werte von λ und κ bevorzugt zwischen 1 und 3.

25 Ein Vorteil des Quotienten, der B auf A_{\max} normiert, besteht darin, dass ein unkontrollierter Signalbeitrag von B in Regionen, in denen eigentlich nichts zu korrigieren oder zu verbessern ist, vermieden wird.

30 Die gewichteten Kombination geeignet gefilterter Magnetresonanzsignale hat den Vorteil, dass in einer einzelnen Magnetresonanzmessung das Rauschen im resultierenden Magnetresonanzsignal geringer ist als bei einer linearen Addition oder Subtraktion der beiden gefilterten Magnetresonanzsignale.

35 In besonderen Ausführungsformen kann das Verfahren nach der Erfindung auf Magnetresonanzrohdaten angewandt werden, die einen ein- oder mehrdimensionalen zu untersuchenden Raum er-

fassen. Je nach Anwendung werden in der Magnetresonanztechnologie beispielsweise eindimensionale Schnitte, zweidimensionale Schnittbilder oder dreidimensionale Volumendarstellungen wiedergegeben. Die Magnetresonanzrohdaten beinhalten die Dimension der jeweiligen Aufnahme.

In einer vorteilhaften Ausführungsform ist die während des Verfahrens durchgeführte Fouriertransformation in ihrer Dimensionalität so gewählt, dass die Dimension der Magnetresonanzrohdaten erhalten bleibt. Damit kann das Verfahren z.B. auf zweidimensionale Magnetresonanzschnittbilder oder auf dreidimensionale Volumendarstellungen angewandt werden. Auch bei Magnetresonanzspektren ist eine ein- oder mehrdimensionale Darstellung, beispielsweise in drei Dimensionen, möglich.

In einer besonders vorteilhaften Ausführungsform des Verfahrens werden zwei ortskodierte Magnetresonanzsignale derart kombiniert, dass der Beitrag des einen Magnetresonanzsignals zur gewichteten Kombination durch die Multiplikation dieses Magnetresonanzsignals mit einem Gewichtsfaktor gebildet wird, wobei der Gewichtsfaktor derart von dem anderen Magnetresonanzsignal abhängt, dass er bei einem großen Magnetresonanzsignal größer ist als bei einem kleinen Magnetresonanzsignal.

In einer speziellen Ausführungsform hängt der Gewichtsfaktor nichtlinear vom Betrag eines Magnetresonanzsignals ab. Mindestens in einer Dimension der Magnetresonanzrohdaten wird die gleiche nichtlineare Abhängigkeit verwendet, um über alle Pixel dieser Dimension den gleichen Effekt beispielsweise auf die Bildschärfe zu haben.

In einer besonderen Ausführungsform des Verfahrens werden die Magnetresonanzrohdaten mit mehreren Filtern bearbeitet, bevor die verschieden gefilterten Magnetresonanzsignale anschließend mittels gewichteter Kombination zu einem einzigen nachverarbeiteten Magnetresonanzsignal zusammengefasst werden.

Mehrere Ausführungsbeispiele des Verfahrens, des Magnetresonanztomographiegerätes und des Magnetresonanzspektroskopiegerätes nach der Erfindung werden nachfolgend anhand der Fig. 1 bis 8 näher erläutert. Es zeigen:

5

Fig. 1 ein Flussdiagramm eines Ausführungsbeispiels des Verfahrens, das in ein Magnetresonanztomographiegerät implementiert wurde,

10 Fig. 2 ein Flussdiagramm eines Ausführungsbeispiels des Verfahrens, bei dem zwei gefilterte Magnetresonanzsignale gewichtet kombiniert werden,

15 Fig. 3 eine numerische Simulation der Bearbeitung von Magnetresonanzrohdaten anhand eines Spinechosignals, das durch ein Rechteckobjekt im Bildgradienten eines Magnetresonanztomographiegeräts hervorgerufen wird,

20 Fig. 4 eine numerische Simulation der Bearbeitung, für den Fall, dass ein Tiefpassfilter auf das Spinechosignal aus Figur 3 angewandt wird,

25 Fig. 5 eine numerische Simulation der Bearbeitung, für den Fall das ein Hochpassfilter auf das Spinechosignal aus Figur 3 angewandt wird,

30 Fig. 6 ein Abszissenausschnitt der Figuren 3 bis 5 zur Verdeutlichung der Wirkungsweise des Verfahrens anhand des kantenbetonten Profils, das durch die gewichtete Kombination erreicht wird,

Fig. 7 eine Vergrößerung der Figur 6 im Bereich einer Kante des Rechteckobjekts,

35 Fig. 8 eine numerische Simulation der Bearbeitung von Magnetresonanzrohdaten für den Fall der Magnetresonanz-

spektroskopie anhand eines FID-Signals, das durch die Summe dreier Lorentz-Linien gebildet wurde, und

Fig. 9 Vergleich des durch gewichtete Kombination erhaltenen
5 Magnetresonanzspektrums mit dem tiefpassgefilterten
Magnetresonanzspektrum, wobei beide Magnetresonanz-
spektren auf das gleiche Rauschen normiert wurden.

Die Figur 1 zeigt schematisch den Ablauf des Verfahrens und
10 die erforderlichen Komponenten, die innerhalb eines Magnetre-
sonanztomographiegerätes 1 für den Ablauf des Verfahrens er-
forderlich sind. In einem Magnetresonanztomographiegerät 1
mit einem herkömmlichen, nicht explizit dargestellten und der
Ortskodierung dienenden Magnet- und Gradientensystem, werden
15 mit einem Hochfrequenzsender 3 Hochfrequenzimpulse in ein Un-
tersuchungsobjekt 5 eingestrahlt. Die elektromagnetischen
Signale, die vom Untersuchungsobjekt 5 emittiert werden, wer-
den mit einem Hochfrequenzempfänger 7 empfangen. Die Aus-
gangssignale des Hochfrequenzempfängers 7 bilden in Form ei-
20 nes Spinechosignals 9 die Magnetresonanzrohdaten. Sie werden
innerhalb einer Datenverarbeitungsanlage 11 nachbearbeitet.
Dort werden sie entweder ungefiltert oder mit verschiedenen
Filtern 13 gefiltert in einer Gewichtungseinheit 15 miteinan-
der gewichtet kombiniert. Das Ergebnis ist ein nachverarbei-
25 tetes Magnetresonanzsignal 17 in Form einer Magnetresonanz-
aufnahme.

Die Figur 2 zeigt ein Flussdiagramm eines Ausführungsbei-
spiels des Verfahrens, bei dem zwei gefilterte Magnetreso-
30 nanzsignale in der Datenverarbeitungsanlage 11 gewichtet kom-
biniert werden. Dabei wird das Spinechosignal 9 erst in einer
Demodulationseinheit 19 demoduliert, so dass es im k-Raum mit
der Dimension der Abtastung vorliegt. Anschließend wird das
Spinechosignal 9 zwei Datenverarbeitungseinheiten 21 mit je
35 einem Filter zugeführt. Dort wird das Spinechosignal das eine
Mal mittels der Tiefpassfilterrecheneinheit 23 und das andere
Mal mittels der Hochpassfilterrecheneinheit 25 gefiltert.

Nach den sich anschließenden Fouriertransformationen 27 und den Betragsbildungen 29 erhält man einerseits die tiefpassgefilterte Magnetresonanzaufnahme 31 bzw. die hochpassgefilterte Magnetresonanzaufnahme 33. Diese beiden Magnetresonanz-
5 aufnahmen werden in der Gewichtungseinheit 15 durch gewich-
tete Addition zu einer einzelnen nachverarbeiteten Magnetre-
sonanzaufnahme 35 kombiniert. Die gewichtete Addition erfolgt
unter Eingabe von Parametern 37 mittels einer Eingabeeinheit
39. Die Parameter 37 bestimmen die Gewichtung des Pixels 41
10 der hochpassgefilterten Magnetresonanzaufnahme 33 in Abhän-
gigkeit vom gleichen Pixel 43 der tiefpassgefilterten Magnet-
resonanzaufnahme 31. Bei geeigneter Wahl der gewichteten Ad-
dition und seiner Parameter weist die nachverarbeitete Mag-
netresonanzaufnahme 35 sowohl ein hohes SNR als auch eine
15 große Kantenschärfe auf.

Im Fall der Verwendung des Verfahrens mit einem Magnetreso-
nanzspektroskopiegerät ist das Flussdiagramm mit dem der Fi-
guren 1 und 2 vergleichbar. Nur werden im Unterschied Rohda-
20 ten von Magnetresonanzspektren mittels des Verfahrens gefil-
tert und gewichtet addiert, um eine höhere Auflösung und ein
größeres SNR zu erreichen.

Die Figuren 3 bis 5 zeigen die Ergebnisse einer numerischen
25 Simulation eines Spinechosignals eines Rechteckobjekts im
Feldgradienten des Magnetresonanztomographiegerätes 1.
Die Simulation bezieht sich auf einen Schnitt durch ein
Rechteckobjekt und verdeutlicht die Auswirkung des Verfahrens
auf die Kantenschärfe des Objekts. Dieses befindet sich im
30 Bereich der 128 Pixel der Simulation. Die Figuren zeigen je-
weils den Real- und Imaginärteil 51 bzw. 53 des Echosignals
nachdem ein Filter auf das Echosignal angewendet wurde. Auf-
getragen ist die Filterfunktion und das komplex-wertige Spin-
echosignal über einer k_x -Achse im k -Raum. Verschiedene Fil-
35 terfunktionen verdeutlichen die Wirkungsweise der Filter auf
das Echosignal im K -Raum. Des weiteren zeigen die Figuren 3
bis 7 das Ergebnis der Durchführung einer Fouriertransfor-
ma-

tion des gefilterten komplex-wertigen Echosignals mit anschließender Betragsbildung. Man erhält so ein simuliertes Messergebnis eines Magnetresonanztomographiegeräts, in diesem Fall einen eindimensionalen Schnitt durch das Rechteckobjekt.

5 Das Schnittbild des Messergebnisses wird über der entsprechenden räumlichen Achse aufgetragen.

Die Figur 3 zeigt den Realteil 51 und Imaginärteil 53 des ungefilterten Echosignals sowie das Ergebnis der Fouriertransformation und der Betragsbildung des ungefilterten Echosignals, hier als Identitätssimulationsergebnis 57 bezeichnet. 10 In der Simulation wurde dabei kein Filter 55 auf das Echosignal angewandt. Man erkennt deutlich die Oszillationen im Identitätssimulationsergebnis 57 im Bereich der ansteigenden 15 und abfallenden Flanken. Diese Oszillationen begrenzen die Kantenschärfe in der simulierten (nicht nachbearbeiteten) Messung.

In Figur 4 ist der Einfluss des Tiefpassrohdatenfilters 59 20 auf das Spinechosignal dargestellt. Der Tiefpassrohdatenfilter 59 wurde in Form eines Henningfilters F_H auf das Spinechosignal angewandt, wobei der Henningfilter F_H im eindimensionalen k-Raum folgende Form aufweist:

$$F_{T,H} = F_H = 1/2 \times [1 + \cos(2\pi(j - N/2)/N)] \quad [Gl.2]$$

Dabei ist N die Anzahl der Abtastpunkte der Aufnahme in einer Dimension. Die Filtermodulation folgt einer Cosinus-Funktion, deren Maximum um $N/2$, also in die Mitte des k-Raums, verschoben ist. Der Index j beschreibt den j-ten Abtastpunkt. Der 30 Filter unterdrückt im Echosignal den Randbereich des k-Raums mit niedrigerer Intensität. Dies ist deutlich an der reduzierten Oszillationsamplitude des gefilterten Spinechosignals im Randbereich zu erkennen. Das Tiefpasssimulationsergebnis 61 in Figur 4 zeigt eine abgerundete Kante des Rechteckobjektes. Dies ist auch in den Figuren 5 und 6 zu erkennen.

In Figur 5 wird die Simulation für einen Hochpassrohdatenfilter 63 durchgeführt, wobei der Hochpassfilter im k-Raum ein modulierter, mit einem Offset versehener Henning-Filter F_H ist:

5

$$F_{H;H} = (F_H + \text{Offset}) \times \cos^n(\pi(j - N/2)/N) \quad [Gl.3]$$

Dabei erfolgt die Modulation des Henning-Filters F_H mit einer Cosinus-Funktion zur n-ten Potenz, wobei die Minima der Cosinus-Funktion an den beiden Enden und in der Mitte des k-Raums liegen. Die zusätzlichen Minima an den Enden haben den Vorteil, dass sie keine zusätzlichen Artefakte in der Fouriertransformation verursachen. So wird zum Beispiel der sogenannte „truncation Artefact“ der Fouriertransformation unterdrückt.

Dabei hat der Offset-Parameter des modulierten Henningfilters den Wert 0,2 und die Potenz n der Cosinus-Modulation hat den Wert 1. Der Hochpassrohdatenfilter 63 verstärkt die Flügel des Echosignals im k-Raum. Im Realteil 51 und im Imaginärteil 53 des gefilterten Echosignals erkennt man die verstärkte Amplitude der Echosignaloszillationen in den Randbereichen und eine Unterdrückung im Zentralbereich. Das Hochpasssimulationsergebnis 65 zeigt ein deutliches Überschwingen im Bereich der Kanten des Rechteckobjektes.

Die Figur 6 zeigt einen Ausschnitt aus den Simulationsergebnissen im Bereich der Pixel 35 bis 55, d.h. im Bereich der ansteigenden Flanke. Man erkennt deutlich die Oszillationen des Identitätssimulationsergebnisses 57. Die Kante des Rechteckobjekts ist im Falle des Tiefpasssimulationsergebnisses 61 abgerundet. Das Hochpasssimulationsergebnis 65 zeigt gerade im Bereich des Anstiegs eine starke Signalüberhöhung. Mit Hilfe der gewichteten Addition der beiden gefilterten Simulationsergebnisse kann nun ein kantenbetontes Nachbearbeitungsergebnis 67 erreicht werden. Dazu wurde eine gewichtete Kombination nach vorstehend schon angegebener Gleichung 1 durch-

geföhrt. Dabei entsprechen das Tiefpasssimulationsergebnisse 61 dem Magnetresonanzsignal A und das Hochpasssimulationsergebnis 65 dem Magnetresonanzsignal B.

Die Parameter λ und κ werden so eingestellt, dass im Kanten-
5 bereich eine maximale Schärfe eintritt. Dabei liegen λ und κ meist zwischen dem Wert 1 und 3. Wie stark die Gewichtung des Beitrags von B ausfällt, hängt vom Verhältnis des Betrags im jeweiligen Pixel in B zum maximalen Wert A_{\max} der Pixel in A ab, d.h. je höher der Wert des Hochpasssimulationsergebnisses 10 65 in einem Pixel ist, desto stärker ist sein Beitrag. λ führt dann eine Art lineare Gewichtung durch, während κ als Potenz des Verhältnisses von B und A den Einfluss dieses Quo-
15 tienten gewichtet, also angibt, wie stark die Korrektur von A durch das Größenverhältnis von B zu A bestimmt wird. Die Pa-
rameter λ und κ sind in den Figuren 6 und 7 auf die Werte 0,6 bzw. 2,3 eingestellt. Neben der Kantenschärfe wird auch das SNR des Nachbearbeitungsergebnisses 67 erhöht, das nun mit dem SNR des Tiefpasssimulationsergebnisses 61 vergleichbar ist. Dies erkennt man an der Unterdrückung des Signals vor
20 der ansteigenden Flanke, d.h. es liegt ein geringerer Sockel-
beitrag außerhalb des Objektes vor.

Die Figur 7 zeigt einen nochmals vergrößerten Ausschnitt der simulierten Messergebnisse. Die Darstellung fokussiert auf den Kantenbereich des Rechteckobjekts im Bereich der Pixel 42 bis 55 mit Signalhöhen zwischen 10 bis 13. Deutlich erkennt man, wie das stark oszillierende Identitätssimulationsergebnis 57 mittels des Tiefpassfilters von den hochfrequenten Os-
zillationen befreit wird. Anschließend wird durch die gewich-
30 teten Addition der Eckbereich des Rechteckobjekts aufgrund der hohen Signalbeträge des Hochpasssimulationsergebnisses 65 aufgefüllt. Die Oszillationen des Identitätssimulationsergebnisses 57 werden auch als „ringing“ bezeichnet. Dieser Arte-
fakt, auch als truncation-Artefact bezeichnet, wird mit Hilfe
35 des Verfahrens nach der Erfindung unterdrückt.

Die Figur 8 zeigt den Ablauf des Verfahrens angewandt auf Magnetresonanzrohdaten einer simulierten Magnetresonanzspektroskopiemessung, in der ein FID-Signal 71 gemessen wird, das durch die Summe dreier Lorentz-Linien (73, 75, 77) gebildet wird. In Figur 8 sind die Realteile der im Verfahren beteiligten FFT-Spektren dargestellt. In der Simulation wurde ein Rauschbeitrag auf das synthetisierte FID-Signal 71 addiert. Eine Tiefpassfilterung des FID-Signals 71 ergibt das tiefpassgefilterte Spektrum 79 und eine Hochpassfilterung das hochpassgefilterte Spektrum 81. Nach der gewichtete Kombination der beiden gefilterten Spektren erhält man das nachverarbeitete Magnetresonanzspektrum 83. Man erkennt ein deutlich reduziertes Rauschen sowie eine hohe Auflösbarkeit der drei Lorentz-Linien aufgrund der Anwendung des Verfahrens nach der Erfindung.

In Figur 9 wird das nachverarbeitete Magnetresonanzspektrum 83 mit dem tiefpassgefilterten Spektrum 79 verglichen. Um den Einfluss des Verfahrens zu verdeutlichen, wurden dabei die beiden Spektren auf das gleiche Rauschen normiert. Deutlich erkennt man die schmaleren Linienbreiten und eine erhebliche Steigerung des Kontrasts im nachverarbeitete Magnetresonanzspektrum 83.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Nachverarbeitung von Magnetresonanzrohdaten mit folgenden Verfahrensmerkmalen:

5

- Filtern der Magnetresonanzrohdaten mit einem ersten Filter (13),

- Fouriertransformation (27) der gefilterten Daten,

10

- Betragsbildung (29) der fouriertransformierten Daten ergibt ein erstes Magnetresonanzsignal,

- Fouriertransformation (27) der Magnetresonanzrohdaten,

15

- Betragsbildung (29) der fouriertransformierten der Magnetresonanzrohdaten ergibt ein zweites Magnetresonanzsignal,

- Bilden eines nachverarbeiteten Magnetresonanzsignals (17) mittels einer gewichteten Kombination der beiden Magnetresonanzsignale.

20

2. Verfahren nach Anspruch 1,

da durch gekennzeichnet, dass die Magnetresonanzrohdaten zur Erzeugung des zweiten Magnetresonanzsignals vor der Fouriertransformation (27) mit einem zweiten Filter (13) gefiltert werden.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2,

da durch gekennzeichnet, dass die Magnetresonanzrohdaten nach der Demodulation gefiltert werden.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3,

da durch gekennzeichnet, dass die Magnetresonanzrohdaten mit einem Magnetresonanzspektroskopiegerät gewonnen werden.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, durch gekennzeichnet, dass die Magnetresonanzrohdaten mit einem Magnetresonanztomographiegeräts (1) gewonnen werden.

5

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, durch gekennzeichnet, dass einer der Filter ein Tiefpassfilter ist.

10 7. Verfahren nach Anspruch 6, durch gekennzeichnet, dass der Tiefpassfilter eine Art Henningfilter ist.

15 8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, durch gekennzeichnet, dass einer der Filter ein Hochpassfilter ist.

20 9. Verfahren nach Anspruch 8, durch gekennzeichnet, dass der Hochpassfilter eine Art inverser Henningfilter ist.

25 10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, durch gekennzeichnet, dass die Magnetresonanzrohdaten Daten eines ein- oder mehrdimensionalen zu untersuchenden Raums sind.

30 11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, durch gekennzeichnet, dass die Fouriertransformation die Dimensionalität der Magnetresonanzrohdaten erhält.

35 12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, durch gekennzeichnet, dass bei der gewichteten Kombination die Beträge der Magnetresonanzsignale addiert werden.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12,

dadurch gekennzeichnet, dass die beiden Magnetresonanzsignale derart gewichtetet kombiniert werden, dass der Beitrag eines der Magnetresonanzsignale zur gewichteten Kombination durch die Multiplikation dieses Magnetresonanzsignals mit einem Gewichtsfaktor gebildet wird, wobei der Gewichtsfaktor von dem anderen der Magnetresonanzsignale derart abhängt, dass er bei einem großen Betrag dieses Magnetresonanzsignals größer ist als bei einem kleinem Betrag.

10

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass bei der gewichteten Kombination der Beitrag eines der Magnetresonanzsignale nichtlinear vom Betrag des anderen Magnetresonanzsignals abhängt, wobei insbesondere mindestens in einer Dimension der Magnetresonanzrohdaten die gleiche nichtlineare Abhängigkeit verwendet wird.

20

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass die gewichtete Kombination der beiden Magnetresonanzsignale durch zwei Parameter λ und κ in folgender Weise das nachverarbeitete Magnetresonanzsignal ergibt:

25

$$C = A + \lambda \left(\frac{B}{A_{\max}} \right)^\kappa B, \text{ wobei}$$

A eines der Magnetresonanzsignale ist,
 B das andere der Magnetresonanzsignale ist,
 A_{\max} das Maximum des Magnetresonanzsignals A ist und
 C das nachverarbeitete Magnetresonanzsignal ist.

30

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass der Parameter λ im Bereich zwischen 0 und 3 liegt.

35

17. Verfahren nach Anspruch 15 oder 16,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass der Pa-
rameter κ im Bereich zwischen 0 und 3 liegt.

18. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 17,

5 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass mehr
als zwei Magnetresonanzsignale aus den Magnetresonanzrohdaten
mittels Filterungen gewonnen und gewichtet zu einem nachver-
arbeiteten Magnetresonanzsignal kombiniert werden.

10 19. Magnetresonanztomographie-Gerät (1), das an ein Verfahren
zur Nachverarbeitung von Magnetresonanzrohdaten nach einem
der Ansprüche 1 bis 18 angepasst ist.

15 20. Magnetresonanzspektroskopie-Gerät, das an ein Verfahren
zur Nachverarbeitung von Magnetresonanzrohdaten nach einem
der Ansprüche 1 bis 18 angepasst ist.

Zusammenfassung

Verfahren zum Bearbeiten von Magnetresonanzrohdaten, Magnetresonanztomographiegerät und Magnetresonanzspektroskopiegerät

5

Bei einem Verfahren zum Erzeugen einer Abbildung aus Magnetresonanzrohdaten eines Magnetresonanztomographiegeräts (1) oder eines Spektrums aus Magnetresonanzrohdaten eines Magnetresonanzspektroskopiegeräts werden die Rohdaten mit einem Hochpass- und mit einem Tiefpassfilter gefiltert. Anschließend wird aus den beiden Beträgen der gefilterten, Fouriertransformierten Magnetresonanzrohdaten die Abbildung oder das Spektrum mittels gewichteter Kombination erzeugt. Das Verfahren zeichnet sich dadurch aus, dass das Signal-zu-Rausch-Verhältnis zusammen mit einer Erhöhung der Kantschärfe verbessert werden kann.

10
15
Fig 1

FIG 1

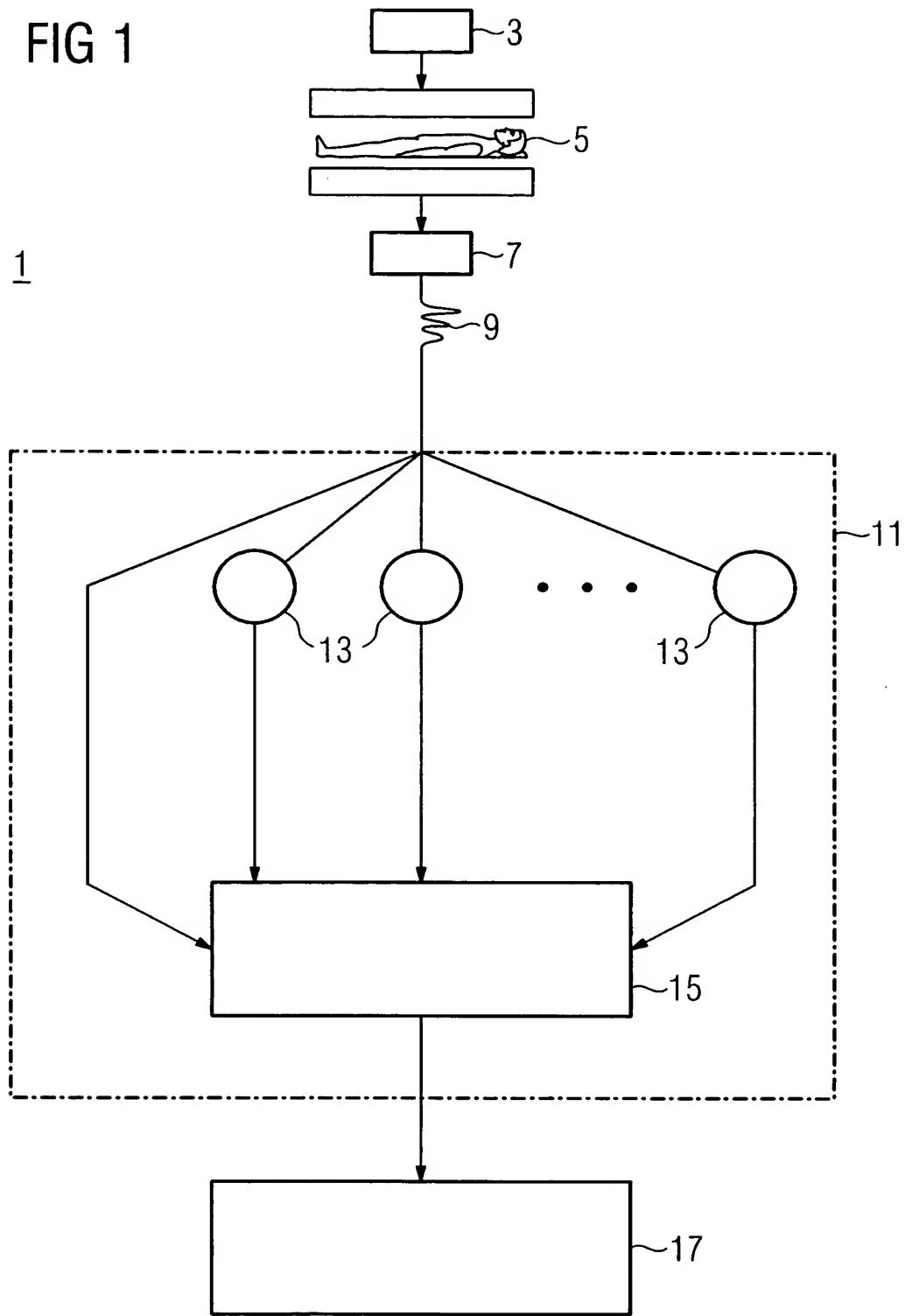
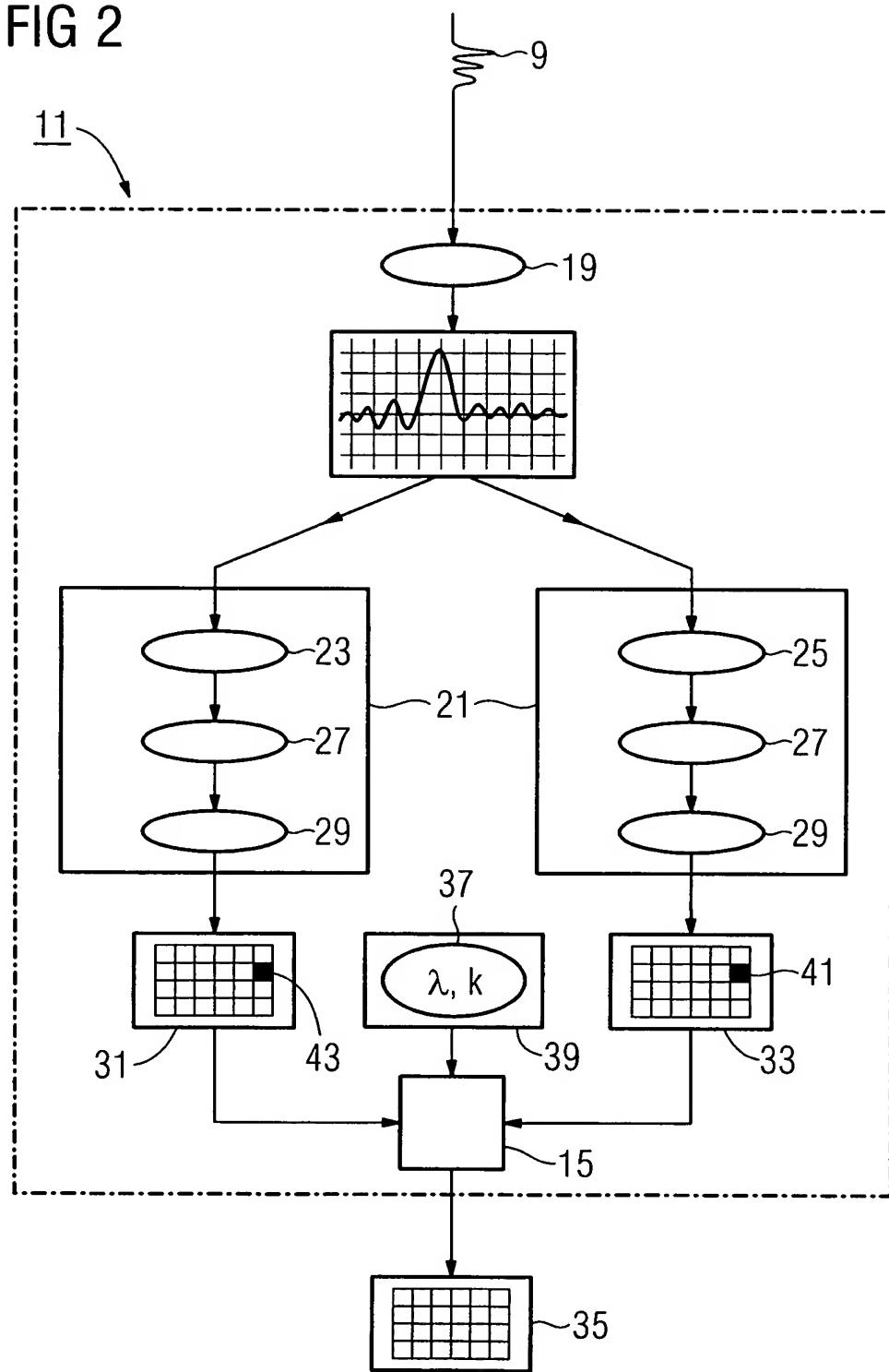


FIG 2



200209304

3/7

FIG 3

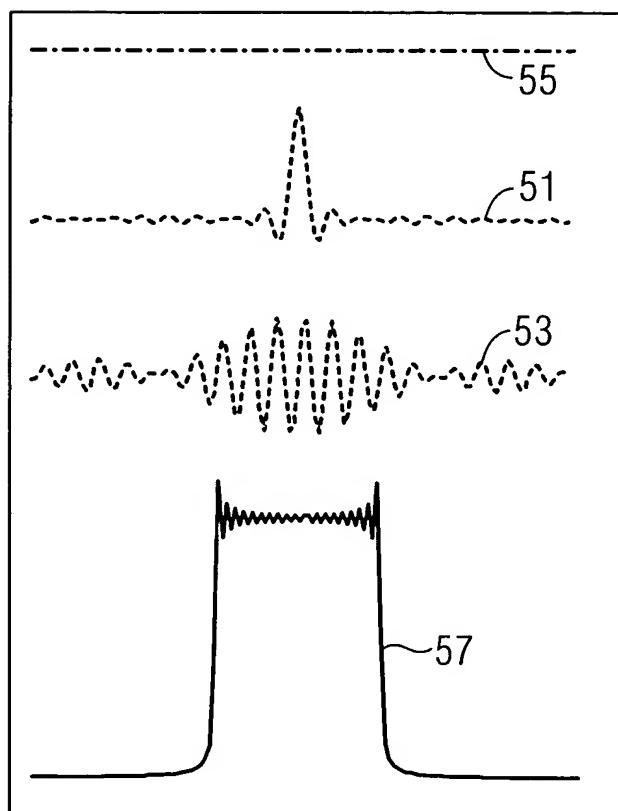
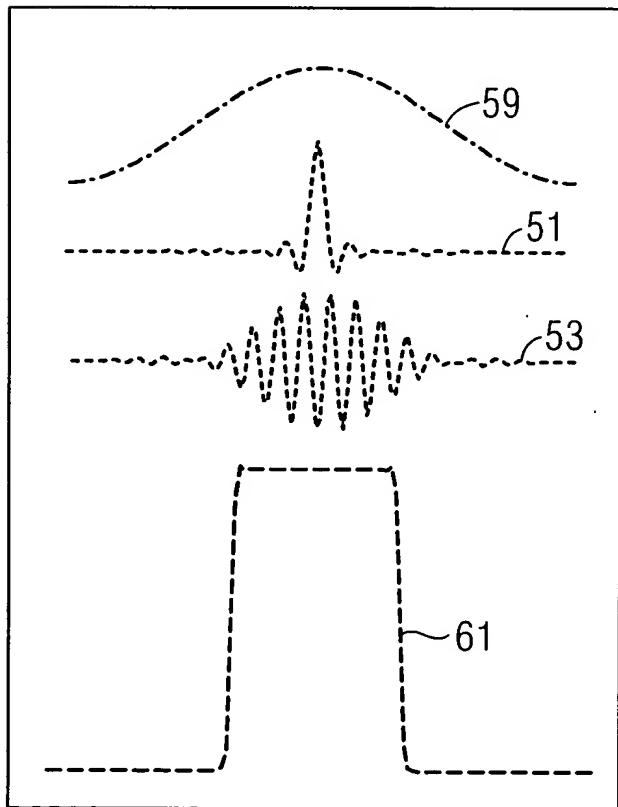


FIG 4



200209304

5/7

FIG 6

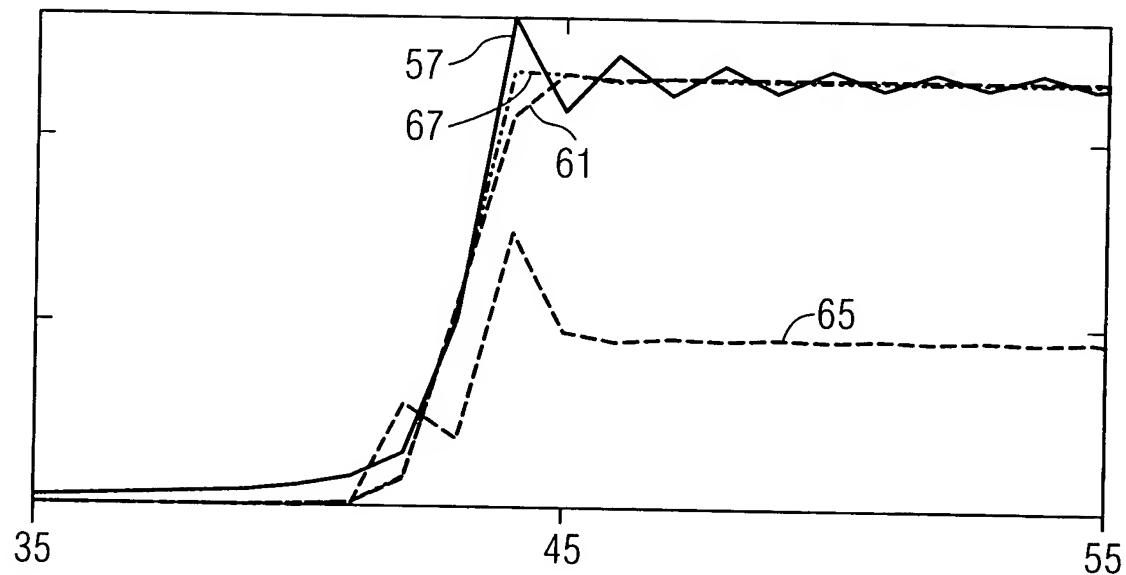
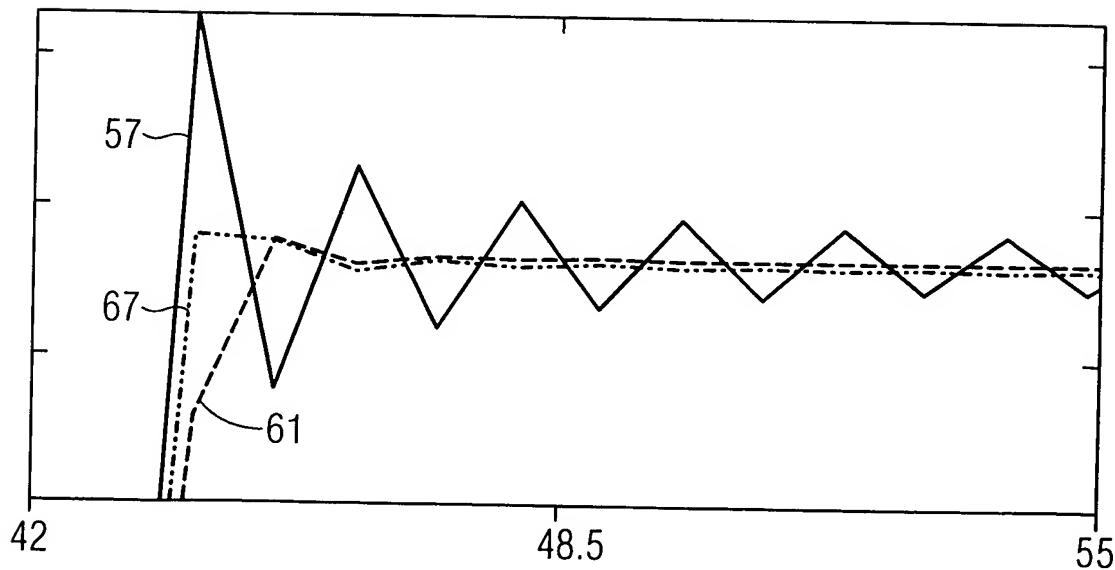


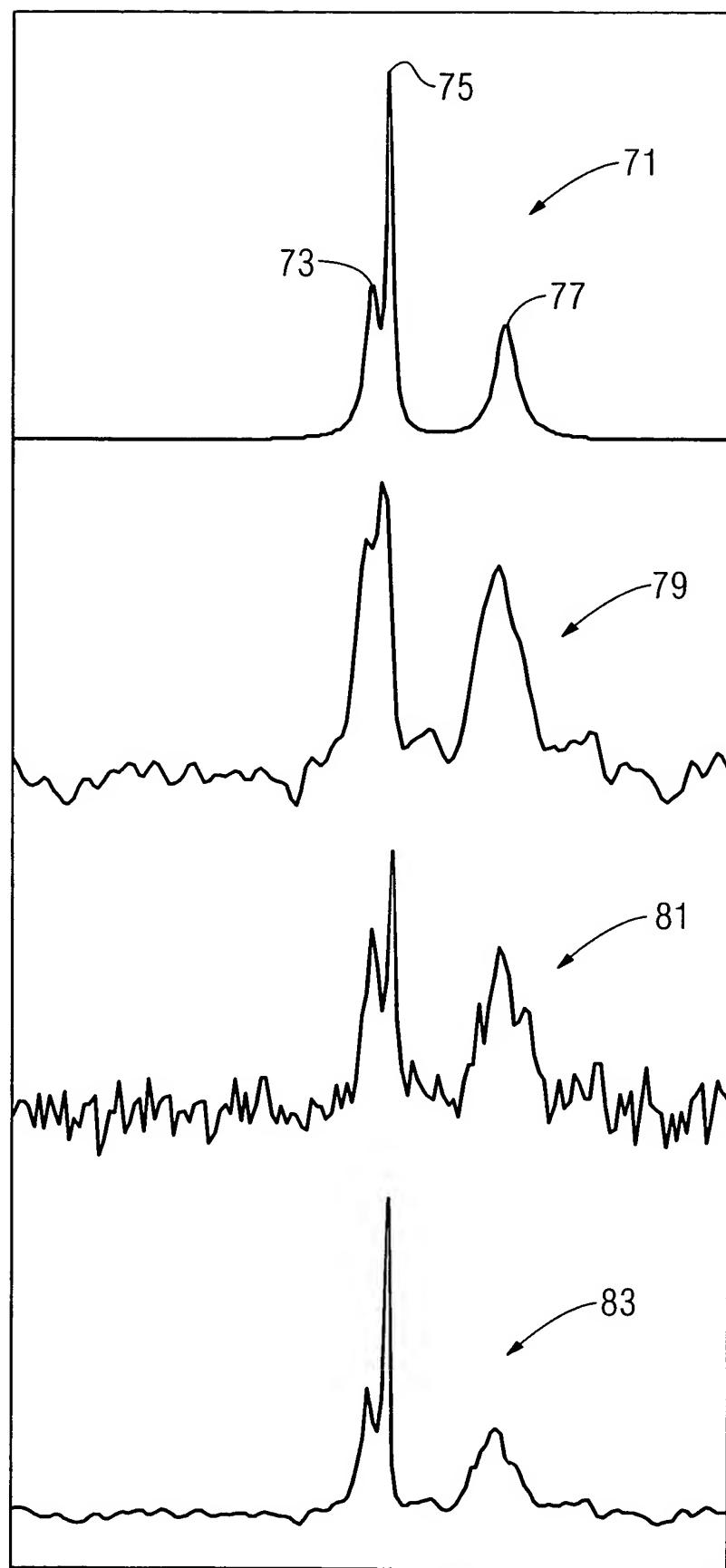
FIG 7



200209304

6/7

FIG 8



200209304

7/7

FIG 9

